

PAT-NO: JP410146332A
DOCUMENT-IDENTIFIER: JP 10146332 A
TITLE: X-RAY CT DEVICE

PUBN-DATE: June 2, 1998

INVENTOR-INFORMATION:

| NAME | COUNTRY |
|-----------------|---------|
| YOSHIDA, MINORU | |

ASSIGNEE-INFORMATION:

| NAME | COUNTRY |
|----------------------|---------|
| HITACHI MEDICAL CORP | N/A |

APPL-NO: JP08318525

APPL-DATE: November 15, 1996

INT-CL (IPC): A61B006/03

ABSTRACT:

PROBLEM TO BE SOLVED: To improve cooling efficiency of an X-ray detector by arranging a contact point of a member having excellent heat conductivity between the X-ray detector and a scanner part.

SOLUTION: In an X-ray detector applied to an X ray CT device, circuit boards 13 mounted with a detecting element array 12 of X-rays are arranged in a plurality in a detector casing 8, and a heating heater 9, a cooling semiconductor **thermoelectric heat pump** 10 and a temperature control temperature sensor 18 are arranged in the detector casing 8 as a part of a constant temperature mechanism. The detector casing 8 is covered with a heat insulating material 16, and its outside is also covered with a heat insulating cover 17. In this case, a heat exchanger plate 11 is arranged to introduce heat from the detector casing 8 taken by the heat pump 10, and a contact point is arranged between the detector casing 8 and a scanner part 1 through this heat exchanger plate 11, and is thermally joined. Therefore, heat from an X-ray detector taken by the heat pump 10 is

introduced to the scanner part 1, and heat is radiated to outside air from this scanner part 1.

COPYRIGHT: (C)1998,JPO

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平10-146332

(43) 公開日 平成10年(1998) 6月2日

(51) Int.Cl.⁶

A 6 1 B 6/03

識別記号

3 2 1

F I

A 6 1 B 6/03

3 2 1 Z

3 2 1 B

審査請求 未請求 請求項の数1 F D (全 5 頁)

(21) 出願番号 特願平8-318525

(22) 出願日 平成8年(1996)11月15日

(71) 出願人 000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

(72) 発明者 吉田 稔

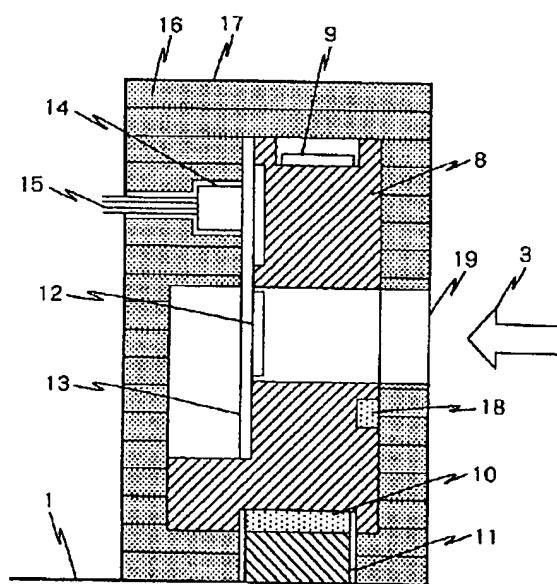
東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株式会社日立メディコ内

(54) 【発明の名称】 X線CT装置

(57) 【要約】

【課題】 スキャナ内に設置可能で、冷却効率を向上したX線検出器の冷却装置を備えたX線CT装置を提供する。

【解決手段】 本発明は、ヒートポンプ10が奪ったX線検出器筐体8からの熱を導くための伝熱プレート11を設置し、伝熱プレート11を介してX線検出器筐体8とスキャナ部1との間を熱的に結合させ、ヒートポンプで奪ったX線検出器からの熱をスキャナ部1に導きスキャナ部1から外気へ放熱させる構造とする。よって、本発明はこのような構造をしているので、冷却時の放熱を外気に行えるようにしたから、上記課題を解決できる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 被検体にX線を照射するX線管装置と、このX線管装置と対向して配置され前記被検体の透過X線を検出するX線検出器と、これらのX線管装置とX線検出器をそれぞれ固定し、これらをそれぞれの位置関係を維持しながら回転させる回転部と、前記X線管装置と前記X線検出器と前記回転部を収容するスキャナ部を具備したX線CT装置において、前記X線検出器と前記スキャナ部との間に熱伝導性の良い部材の接点を設けたことを特徴とするX線CT装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、医療診断に使用される多素子放射線検出器を搭載したX線CT装置に係り、特に安定した物理特性でかつ、検出データの再現性に優れた多素子放射線検出器を具備したX線CT装置に関する。

【0002】

【従来の技術】X線CT装置は、医療診断用のほか、工業用にも広く使用されているが、その画質向上、信頼性向上のためにX線CT装置の性能向上が要求されている。X線CT装置における断層画像（以下「X線CT画像」という）の画質向上、信頼性向上にはキーコンポーネントであるX線検出器の性能向上が不可欠となる。このX線検出器には、従来Xe電離箱型検出器が使用されてきたが次第に、よりS/Nの高い多素子固体検出器（以下「固体検出器」という）が代わって使用されてきている。

【0003】図3は従来の固体検出器の基本的な構造を示す斜視図である。前記固体検出器はシンチレータ12aと隔離板12bとSiフォトダイオード12cを有している。シンチレータ12aは入射X線3を光に変換する。隔離板12bは隣接するX線検出素子間を隔離する。Siフォトダイオード12cはシンチレータ12bにより変換された光を電気信号に変換する。Siフォトダイオード12c上面にはシンチレータ12aを接着し、さらに隔離板12bを所定のピッチのチャンネルとなるように平行に配列してX線検出素子アレイを形成している。

【0004】前記X線検出器素子アレイにおいて、入射X線3はシンチレータ12aによりX線の強度に比例した強度の可視光に変換され、変換された光は隔離板12bの表面や、シンチレータ12aの界面若しくは表面等で反射が繰り返されながらSiフォトダイオード12cの表面に設けられた受光部に導かれ、光电変換され、光の強度（即ちX線の強度）に比例した強度の電気信号（光電流）として検出されるようになっていく。

【0005】ところで、X線CT画像の画質性能の良否は、X線検出器の温度特性により大きく左右されることがよく知られている。前記温度特性が安定しないで経時

的に変動する場合、前記チャンネル間に該特性の差が生じ、該特性の差が所定値を越えると、現在のX線CT装置の主流の計測方式である第3世代方式ではX線CT画像上に環状の偽画像（以下「リングアーチファクト」という）が発生することが検証されている。このリングアーチファクトはX線CT画像の画質劣化を招くことはいうまでもなく、X線CT画像の画質の向上にはX線検出器の温度特性の安定化が必要となる。また、この温度特性はX線検出器の材料のそれぞれに固有のものであ

10 て、シンチレータ12aはその材質により温度依存性の大小があるが一般に周囲温度が上昇するほど発光効率が低下するものが多く、Siフォトダイオード12cは周囲温度が上昇するほどノイズおよび暗電流が増加しS/N低下を招くことが知られている。即ちX線検出器の温度特性の安定化には、Siフォトダイオード12cおよびシンチレータ12aを安定して作動させるような環境整備が必要となる。このような環境整備の技術は、本願と同一の特許出願人がした特開平3-95479号公報に開示されたように検出器全体を恒温化することが多い。そしてX線検出器の周囲温度の設定は、通常50℃以下とすることが多い。前記周囲温度の恒温化の手段は、その設定温度により異なる。常温よりも高めの温度30℃～50℃あるいはそれ以上の温度領域の場合は、ヒータだけで温度制御が可能である。常温を含む30℃以下の場合にはヒータに加えて冷却装置が必要となる。X線検出器を設置するX線CT装置のスキャナ内はスペースが限られており、このスキャナ内に設置する冷却装置は省スペースに設置できるヒートポンプが用いられる。しかし該ヒートポンプにより奪った熱の処理、即ち放熱が問題となる。従来の往復回転式のスキャナの場合には液体を用いたヒートポンプに接続されたパイプによりスキャナ外に引き出して冷却することが可能であったが、最近のスリッリングを用いた連続回転式のスキャナ（以下「スリッリング式スキャナ」という）では、前記パイプをスキャナ外に引き出して冷却することが困難である。そこで、スリッリング式スキャナでは、ヒートシンク（放熱フィン）とファンとを組合せたものが用いられている。

【0006】図4は、従来のスリッリング式スキャナ内に配置されたX線検出器の周辺温度を冷却する冷却装置の構成を示す断面図である。本図で表す符号で、1は検出器を搭載し回転するスキャナのスキャナ部、3は入射X線、8は検出器筐体、9は加熱用のヒータ、10は冷却用の半導体熱電気ヒートポンプ（ペルチェ素子式サーモジュール）、11は半導体熱電気ヒートポンプ10の熱を導くための伝熱プレート、12はX線の検出素子アレイ、13は検出素子アレイ12を搭載する回路基板、14は信号引き出し用コネクタ、15は電気信号ケーブル、16は検出器を保温するための断熱材、17は断熱材16を保護、補強する断熱カバー、18は温度コ

ントロール用の温度センサー、19は外光を遮蔽しX線を取り込むX線入射窓、20は半導体熱電気ヒートポンプ10の熱を放熱するためのヒートシンク、21はヒートシンク20からの熱を強制的に放熱する放熱ファンを示す。このうち冷却装置は、伝熱プレート11とヒートシンク20と放熱ファン21である。伝熱プレート11は、銀、銅、アルミや鉄族金属等の熱伝導性の良い金属（以下「良伝導性金属」という）または良伝導性金属の化合物であって、ヒートシンク20に半導体熱電気ヒートポンプ10によりX線検出器から奪った熱を伝達する。ヒートシンク20は伝熱プレート11からの熱を空气中に放熱するもので、熱伝導率の高い物質、例えば前記良伝導性金属板などを空気に触れる表面積を多くするため複数枚配列した構造となっている。このヒートシンク20は放熱装置としては比較的構造が簡単で、かつ放熱効率も良いため広く用いられている。放熱ファン21はヒートシンク20から放熱されて、ヒートシンク20付近に漂う熱を強制的に送風する。

【0007】また、従来の冷却装置は、放熱量が比較的少なればヒートシンクだけで形成されることもあった。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、従来の冷却装置はヒートシンクだけであっても、ヒートシンクと放熱ファンを組み合わせただけのものであっても、その設置空間は大きな体積を占めていたので、スキャナ内に設置するには制約があり、スキャナを所定時間以上連続使用したりすれば十分に放熱できないおそれがあるという問題があった。

【0009】本発明は、上記問題点を鑑みてなされたものであり、その目的は、スキャナ内に設置可能で、冷却効率を向上したX線検出器の冷却装置を備えたX線CT装置を提供することにある。

【0010】

【課題を解決するための手段】上記目的は、被検体にX線を照射するX線管装置と、このX線管装置と対向して配置され前記被検体の透過X線を検出するX線検出器と、これらのX線管装置とX線検出器をそれぞれ固定し、これらをそれぞれの位置関係を維持しながら回転させる回転部と、前記X線管装置と前記X線検出器と前記回転部を収容するスキャナ部を具備したX線CT装置において、前記X線検出器と前記スキャナ部との間に熱伝導性の良い部材の接点を設けたことで達成される。

【0011】

【発明の実施の形態】本発明のX線CT装置で適用するX線検出器の恒温機構の実施の形態について図面を参照して説明する。図1は本発明のX線CT装置で適用するX線検出器の恒温機構の実施の形態を示す断面図、図2はX線CT装置のスキャナの構成例を示す図である。

【0012】図1において、検出器筐体8にはX線の検

出素子アレイ12を搭載した回路基板13が複数個設置され一台の多素子固体検出器が形成されている。検出素子アレイ12は図3の固体検出器の基本的な構造に示したように入射X線3を光に変換するシンチレータ12a、隣接するX線検出素子間を隔離する隔離板12b、シンチレータ12aにより変換された光を電気信号に変換するSiフォトダイオード12cで構成されている。この回路基板13にはSiフォトダイオード12cからの電気信号を取り出すためのコネクタ14が設置され、信号ケーブル15により信号処理部に導かれる。

【0013】また、X線検出器筐体8には、恒温機構の一部として、加熱用のヒーター9と、冷却用の半導体熱電気ヒートポンプ（ペルチェ素子式サーモモジュール）10と、温度コントロール用の温度センサー18を設置し、検出器筐体8はX線検出器を外気から遮断し保温するための断熱材16で覆い、さらに断熱材16の外側は断熱材16を保護、補強する断熱カバー17で覆っている。

【0014】X線検出器筐体8は温度コントロール用の温度センサー18により常に温度計測が行われ、X線検出器筐体8の温度が設定温度よりも低い場合には加熱用のヒーター9を作動し、X線検出器筐体8を加熱し、逆に検出器筐体8の温度が設定温度よりも高くなり冷却が必要となった場合には半導体熱電気ヒートポンプ10を作動させ冷却させる機構とする。なお、温度センサー18にはヒーター制御用、ヒートポンプ制御用をそれぞれ別個に設置する。ヒートポンプ10が奪ったX線検出器筐体8からの熱を導くための伝熱プレート11を設置し、伝熱プレート11を介してX線検出器筐体8とスキャナ部1との間に接点を設け熱的に結合させる。これによりヒートポンプで奪ったX線検出器からの熱をスキャナ部1に導き、スキャナ部1から外気へ放熱させる構造にする。この場合、検出器筐体8と半導体熱電気ヒートポンプ10の接触面、半導体熱電気ヒートポンプ10と伝熱プレート11の接触面、および伝熱プレート11とスキャナ部1の接触面には熱伝導率の高いシリコングリースなどを塗布し、熱の伝達効率の向上を図り、放熱効果を高めることができる。

【0015】図2には本発明によるX線CT装置のX線検出器に対する恒温機構の実施の形態の構成図を示した。図2において、1は検出器を搭載し回転するスキャナ部、2aはX線管球、3はX線（ビーム）、2bはX線3の広がりを制御するX線コリメータ、4a、4bはそれぞれヒーター制御用、ヒートポンプ制御用の温度制御装置、5はヒートポンプの印加電圧極性切り替え制御装置、6は被検体、7は多素子X線検出器を示す。

【0016】上記構造において、ヒートポンプの印加電圧極性切り替え制御装置5は図1に示した半導体熱電気ヒートポンプ10に印加する直流電圧の極性を切り替え、放熱によって暖められた接点であるホットジャンク

5

ションとまだ暖められていない接点であるコールドジャンクションを切り替えるために用いる。

【0017】すなわち、例えばビスマス・テルル化物によるNタイプ半導体とPタイプ半導体とをタブにより結合して成る半導体熱電気ヒートポンプ（ペルチェ素子式サーモジュール）では、直流電流がNタイプ半導体からPタイプ半導体に流れる場合にはタブの部分の温度が減少し、周囲から熱が吸収され、冷却効果が起こる。逆に直流電流がPタイプ半導体からNタイプ半導体に流れる場合にはタブの部分は周囲から熱を吸収してタブの温度が増大し、加熱効果が起こる。これらの効果を利用して半導体熱電気ヒートポンプを冷却装置、加熱装置の双方に用い、検出器を温度制御するために設置する。半導体熱電気ヒートポンプをこのような使い方をする場合、熱容量の大きなヒートシンクを必要に応じてスキャナ部に取付けて代用又は併用すると吸放熱効果はより向上する。

【0018】以上説明したように本発明のX線CT装置は検出器に半導体熱電気ヒートポンプと補助加熱用の電熱ヒーターとを備え、既半導体熱電気ヒートポンプをX線CT装置の検出器を搭載して回転するスキャナ部へ直接、熱的に結合させ、既半導体熱電気ヒートポンプの熱の吸収、放散をスキャナ部で行い、かつ既半導体熱電気ヒートポンプに印加する直流電圧の極性を切り替え、ホットジャンクションとコールドジャンクションを切り替える印加電圧極性切り替え制御装置を設けた。これによりヒートシンク、放熱ファンが不要となり、X線CT装置内の限られたスペースの有効活用が図れ、かつ生産コストの低減化が可能となる。また、スキャナ部へ直

6

接、熱的に結合させ、既半導体熱電気ヒートポンプの熱の吸収、放散をスキャナ部で行うため半導体熱電気ヒートポンプの効率が向上する。また、半導体熱電気ヒートポンプを用いることにより検出器の恒温設定温度を低温とすることが可能となるため、検出器内のSiフォトダイオードのノイズが低減される。さらにSiフォトダイオードのを含めたX線検出素子の温度が一定に保たれるため、X線CT装置の経時変動によるX線CT画像の画質劣化を防止できる。

10 【0019】

【発明の効果】本発明のX線CT装置は、以上のような構成を有しているため、スキャナ内に設置可能で、冷却効率を向上したX線検出器の冷却装置を備えたX線CT装置を提供するという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施例のヒートポンプ、ヒートシンクと放熱ファンとを組合せた冷却装置を備えたX線検出器の構造を示す断面図。

【図2】本発明の恒温機構の実施の形態の構成図。

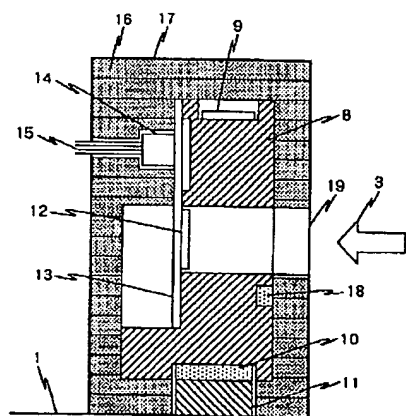
20 【図3】従来の固体検出器の基本的な構造を示す斜視図。

【図4】従来のヒートポンプ、ヒートシンクと放熱ファンとを組合せた冷却装置を備えたX線検出器の構造を示す断面図。

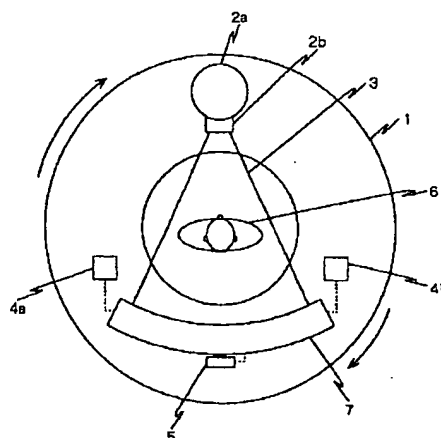
【符号の説明】

- 1 スキャナ部
- 8 検出器筐体
- 11 伝熱プレート

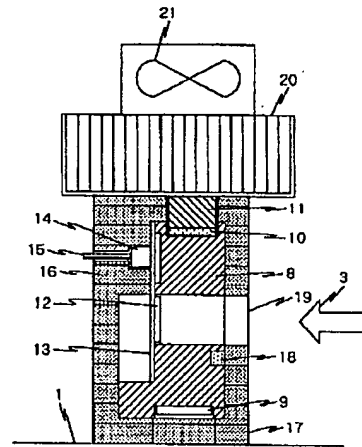
【図1】



【図2】



【図4】



* NOTICES *

JPQ and NCIP are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

DETAILED DESCRIPTION

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Field of the Invention] This invention relates to the X-ray CT scanner possessing the multi-component radiation detector which is the physical property which started the X-ray CT scanner carrying the multi-component radiation detector used for a medical diagnosis, especially was stabilized, and was excellent in the repeatability of detection data.

[0002]

[Description of the Prior Art] Although the X-ray CT scanner is widely used also for industrial use besides for a medical diagnosis, the improvement in the engine performance of an X-ray CT scanner is demanded for the improvement in image quality, and the improvement in dependability. It becomes indispensable to the improvement in image quality of the fault image (henceforth an "X-ray CT image") in an X-ray CT scanner, and improvement in dependability the X-ray detector which is a key component engine-performance improving. Although Xe ionization chamber mold detector has been used conventionally, instead, the multi-component solid state detector with S/N high gradually more (henceforth a "solid state detector") has been used for this X-ray detector.

[0003] Drawing 3 is the perspective view showing the fundamental structure of the conventional solid state detector. Said solid state detector has scintillator 12a, separator 12b, and Si photodiode 12c. Scintillator 12a changes incidence X-ray 3 into light. Separator 12b isolates between the adjoining X-ray sensing elements. Si photodiode 12c changes into an electrical signal the light changed by scintillator 12b. Scintillator 12a is pasted up on an Si photodiode 12c top face, and further, separator 12b is arranged in parallel so that it may become the channel of a predetermined pitch, and the X-ray sensing element array is formed.

[0004] Incidence X-ray 3 is changed into the light of the reinforcement which is proportional to the reinforcement of an X-ray by scintillator 12a in said X-ray detector component array. The changed light is led to the light sensing portion prepared in the front face of Si photodiode 12c while reflection was repeated on the front face of separator 12b, an interface or a front face of scintillator 12a, etc. Photo electric conversion is carried out and it is detected as an electrical signal (photocurrent) of the reinforcement proportional to luminous intensity (namely, reinforcement of an X-ray).

[0005] By the way, it is known well that the quality of the image quality engine performance of an X-ray CT image will be greatly influenced by the temperature characteristic of an X-ray detector. If the difference of this property arises between said channels and the difference of this property exceeds a predetermined value when changing with time without stabilizing said temperature characteristic, by the third generation method which is a mainstream measurement method of a current X-ray CT scanner, it is verified that an annular fake image (henceforth "phosphorus guar CHIFAKUTO") is generated on an X-ray CT image. To say nothing of [this ring artifact] causing image quality degradation of an X-ray CT image, stabilization of the temperature characteristic of an X-ray detector is needed for improvement in the image quality of an X-ray CT image. Moreover, this temperature characteristic is the thing of a proper at each of the ingredient of an X-ray detector, there are so many to which luminous efficiency falls that ambient temperature generally rises although scintillator 12a has the size of temperature dependence according to that quality of the material, and it is known that a noise and the dark current will increase and Si photodiode 12c will cause an S/N fall, so that ambient temperature rises. That is, environmental maintenance which it is stabilized [maintenance] and operates Si photodiode 12c and scintillator 12a is needed for stabilization of the temperature characteristic of an X-ray detector. The technique of such environmental maintenance constant-temperature-izes the whole detector in many cases, as indicated by JP,3-95479,A which the same applicant for a patent as this application did. And a setup of the ambient temperature of an X-ray detector is usually made into 50 degrees C or less in many cases. the constant temperature of said ambient temperature -- the means of-izing changes with the laying temperature. Temperature control is possible for the case of the temperature of 30 degrees C - 50 degrees C higher than ordinary temperature, or the temperature field beyond it only at a heater. In the case of 30 degrees C or less including ordinary temperature, in addition to a heater, a cooling system is needed. The tooth space is restricted in the scanner of the X-ray CT scanner

which installs an X-ray detector, and the heat pump which can install the cooling system installed in this scanner in space-saving is used. However, processing of the heat taken by this heat pump, i.e., heat dissipation, poses a problem. Although, it was possible for the pipe connected to the heat pump which used the liquid in the case of the scanner of the conventional both-way rotating type to have drawn out of a scanner, and to have cooled, it is difficult to pull out said pipe out of a scanner and to cool with the scanner (henceforth a "slip ring type scanner") of a continuation rotating type using the latest slip ring. So, with the slip ring type scanner, what combined the heat sink (radiation fin) and the fan is used.

[0006] Drawing 4 is the sectional view showing the configuration of the cooling system which cools the ambient temperature of the X-ray detector arranged in the conventional slip ring type scanner. The scanner section of the scanner which 1 carries a detector and rotates with the sign expressed in this Fig., The semi-conductor thermoelectricity heat pump for [3] cooling in an incidence X-ray, the heater for [8] heating in a detector case and 9, and 10 (Peltier device type thermostat module), A heat transfer plate for 11 to draw the heat of the semi-conductor thermoelectricity heat pump 10, The circuit board in which 12 carries the sensing element array of an X-ray, and 13 carries the sensing element array 12, A heat insulator for the connector for signal drawers and 15 to keep an electrical signal cable warm, and for 14 keep a detector warm, as for 16, The insulation cover which 17 protects a heat insulator 16 and is reinforced, the thermo sensor for temperature controls in 18, A heat sink for the X-ray entrance window which 19 covers outdoor daylight and incorporates an X-ray, and 20 to radiate heat in the heat of the semi-conductor thermoelectricity heat pump 10, and 21 show the heat dissipation fan who radiates heat compulsorily in the heat from a heat sink 20. Among these, cooling systems are the heat transfer plate 11, a heat sink 20, and the heat dissipation fan 21. The heat transfer plate 11 is the compound of the thermally conductive good metal (henceforth a "well-conductivity metal") of silver, copper, an aluminum, an iron-group metal, etc., etc., or a well-conductivity metal, and transmits the heat taken from the X-ray detector by the semi-conductor thermoelectricity heat pump 10 to the heat sink 20. A heat sink 20 radiates heat in air in the heat from the heat transfer plate 11, and it has structure arranged two or more sheets in order to make [many] surface area which touches air, the high matter, for example, said well-conductivity metal plate etc., of thermal conductivity etc. As a heat radiator, since heat dissipation effectiveness of structure is comparatively good simply, this heat sink 20 is used widely. The heat dissipation fan 21 radiates heat from a heat sink 20, and ventilates compulsorily the heat which drifts to the heat sink 20 neighborhood.

[0007] Moreover, when the conventional cooling system had comparatively little heat release, it might be formed only with the heat sink.

[0008]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] However, since the big volume was occupied, the installation space had constraint in installing in a scanner, and even if the conventional cooling system was only a heat sink and it combined the heat sink and the heat dissipation fan, when carrying out continuous duty of the scanner beyond predetermined time, it had the problem that there was a possibility that heat cannot fully be radiated.

[0009] This invention is made in view of the above-mentioned trouble, the purpose can be installed in a scanner, and it is in offering the X-ray CT scanner equipped with the cooling system of the X-ray detector which improved cooling effectiveness.

[0010]

[Means for Solving the Problem] The X-ray detector which the above-mentioned purpose counters analyte with the X-ray tube assembly which irradiates an X-ray, and this X-ray tube assembly, is arranged, and detects the transparency X-ray of said analyte, In the X-ray CT scanner possessing the rotation section which these X-ray tube assemblies and X-ray detectors are fixed, respectively, and rotates these while maintaining each physical relationship, and the scanner section which holds said X-ray tube assembly and said X-ray detector, and said rotation section It is attained by having established the contact of a thermally conductive good member between said X-ray detectors and said scanner sections.

[0011]

[Embodiment of the Invention] the constant temperature of the X-ray detector applied with the X-ray CT scanner of this invention -- the gestalt of operation of a device is explained with reference to a drawing. the constant temperature of the X-ray detector which applies drawing 1 with the X-ray CT scanner of this invention -- the sectional view showing the gestalt of operation of a device and drawing 2 are drawings showing the example of a configuration of the scanner of an X-ray CT scanner.

[0012] In drawing 1, two or more circuit boards 13 in which the sensing element array 12 of an X-ray was carried are installed in the detector case 8, and one multi-component solid state detector is formed. The sensing element array 12 consists of scintillator 12a which changes incidence X-ray 3 into light as shown in the fundamental structure of the solid state detector of drawing 3, separator 12b which isolates between the adjoining X-ray sensing elements, and Si photodiode 12c which changes into an electrical signal the light changed by scintillator 12a. The connector 14 for taking out the electrical signal from Si photodiode 12c to this circuit board 13 is installed, and it is led to the signal-

processing section by the signal cable 15.

[0013] moreover -- the X-ray detector case 8 -- constant temperature -- as a part of device, the heater 9 for heating, the semi-conductor thermoelectricity heat pump 10 for cooling (Peltier device type thermostat module), and the thermo sensor 18 for temperature controls were installed, the detector case 8 was covered with the heat insulator 16 for intercepting an X-ray detector from the open air, and keeping it warm, and the outside of a heat insulator 16 is further covered with the insulation cover 17 which protects a heat insulator 16 and is reinforced.

[0014] It considers as the device which the semi-conductor thermoelectricity heat pump 10 is operated when thermometry was always performed by the thermo sensor 18 for temperature controls in the X-ray detector case 8, operated the heater 9 for [when the temperature of the X-ray detector case 8 is lower than laying temperature] heating, the X-ray detector case 8 was heated, the temperature of the detector case 8 became conversely higher than laying temperature and cooling is needed, and is made to cool. In addition, the object for heater control and the object for heat pump control are separately installed in a thermo sensor 18, respectively. The heat transfer plate 11 for drawing the heat from the X-ray detector case 8 which heat pump 10 took is installed, a contact is established between the X-ray detector case 8 and the scanner section 1 through the heat transfer plate 11, and it is made to join together thermally. The heat from the X-ray detector which this took by heat pump is led to the scanner section 1, and it is made the structure made to radiate heat from the scanner section 1 to the open air. In this case, silicone grease with high thermal conductivity etc. can be applied to the contact surface of the detector case 8 and the semi-conductor thermoelectricity heat pump 10, the contact surface of the semi-conductor thermoelectricity heat pump 10 and the heat transfer plate 11, and the contact surface of the heat transfer plate 11 and the scanner section 1, improvement in the transmission efficiency of heat can be aimed at, and the heat dissipation effectiveness can be heightened.

[0015] the constant temperature to the X-ray detector of the X-ray CT scanner according to this invention in drawing 2 -- the block diagram of the gestalt of operation of a device was shown. In drawing 2, in the object for heater control, the temperature controller for heat pump control, and 5, the applied-voltage polarity change control unit of heat pump and 6 show analyte, and 7 shows [the scanner section which 1 carries a detector and rotates the X-ray collimator with which an X-ray tube and 3 control an X-ray (beam), and, as for 2b, 2a controls the breadth of X-ray 3 and 4a and 4b] a multi-component X-ray detector, respectively.

[0016] In the above-mentioned structure, the applied-voltage polarity change control unit 5 of heat pump is used in order to change the polarity of the direct current voltage impressed to the semi-conductor thermoelectricity heat pump 10 shown in drawing 1 and to change the hot junction which is the contact warmed by heat dissipation, and the cold junction which is the contact which is not warmed yet.

[0017] That is, by the semi-conductor thermoelectricity heat pump (Peltier device type thermostat module) which combines N type semi-conductor and P type semi-conductor by the bismuth telluride with a tab, for example, and changes, when a direct current flows from N type semi-conductor to P type semi-conductor, the temperature of the part of a tab decreases, heat is absorbed from a perimeter, and the cooling effect happens. Conversely, when a direct current flows from P type semi-conductor to N type semi-conductor, the part of a tab absorbs heat from a perimeter, the temperature of a tab increases, and the heating effectiveness happens. Semi-conductor thermoelectricity heat pump is used for the both sides of a cooling system and heating apparatus using such effectiveness, and it installs in order to carry out temperature control of the detector. When carrying out such usage for semi-conductor thermoelectricity heat pump, if the need is accepted, it attaches in the scanner section and a heat sink with big heat capacity is substituted for or used together, the heat absorption/emission effectiveness will improve more.

[0018] The applied-voltage polarity change control unit which changes the polarity of the direct current voltage which the X-ray CT scanner of this invention equips a detector with semi-conductor thermoelectricity heat pump and the electrical heater for auxiliary heating, is made to combine existing semi-conductor thermoelectricity heat pump directly and thermally to the scanner section which carried and rotates the detector of an X-ray CT scanner, and performs absorption of the heat of existing semi-conductor thermoelectricity heat pump and stripping in the scanner section, and is impressed to existing semi-conductor thermoelectricity heat pump as explained above, and changes a hot junction and a cold junction formed. A heat sink and a heat dissipation fan become unnecessary by this, and effective use of the tooth space where it was restricted in the X-ray CT scanner can be aimed at, and reduction-ization of a production cost is attained. Moreover, it is made to join together directly and thermally to the scanner section, and in order to perform absorption of the heat of existing semi-conductor thermoelectricity heat pump, and stripping in the scanner section, the effectiveness of semi-conductor thermoelectricity heat pump improves. moreover, the thing for which semi-conductor thermoelectricity heat pump is used -- the constant temperature of a detector -- since it becomes possible to make laying temperature into low temperature, the noise of Si photodiode in a detector is reduced. Since the temperature of the X-ray sensing element which furthermore includes that of Si photodiode is kept constant, image quality degradation of the X-ray CT image by fluctuation of an X-ray CT scanner with the passage of time can be prevented.

[0019]

[Effect of the Invention] Since the X-ray CT scanner of this invention has the above configurations, it can be installed

in a scanner and does so the effectiveness of offering the X-ray CT scanner equipped with the cooling system of the X-ray detector which improved cooling effectiveness.

[Translation done.]

* NOTICES *

JPO and NCIPPI are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

CLAIMS

[Claim(s)]

[Claim 1] The X-ray detector which counters analyte with the X-ray tube assembly which irradiates an X-ray, and this X-ray tube assembly, is arranged, and detects the transparency X-ray of said analyte, In the X-ray CT scanner possessing the rotation section which these X-ray tube assemblies and X-ray detectors are fixed, respectively, and rotates these while maintaining each physical relationship, and the scanner section which holds said X-ray tube assembly and said X-ray detector, and said rotation section The X-ray CT scanner characterized by establishing the contact of a thermally conductive good member between said X-ray detectors and said scanner sections.

[Translation done.]

*** NOTICES ***

JPO and NCIPi are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. **** shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

CLAIMS

[Claim(s)]

[Claim 1] The X-ray detector which counters analyte with the X-ray tube assembly which irradiates an X-ray, and this X-ray tube assembly, is arranged, and detects the transparency X-ray of said analyte, In the X-ray CT scanner possessing the rotation section which these X-ray tube assemblies and X-ray detectors are fixed, respectively, and rotates these while maintaining each physical relationship, and the scanner section which holds said X-ray tube assembly and said X-ray detector, and said rotation section The X-ray CT scanner characterized by establishing the contact of a thermally conductive good member between said X-ray detectors and said scanner sections.

[Translation done.]